

**Method for producing dental workpieces****Patent number:** DE10114290**Publication date:** 2002-10-02**Inventor:** BURGATH ARMIN (DE); SALZ ULRICH (DE);  
MUELHAUPT ROLF (DE); LANDERS RUEDIGER (DE);  
MOSZNER NORBERT (LI); RHEINBERGER VOLKER  
(LI)**Applicant:** IVOCCLAR VIVADENT AG SCHAAN (LI)**Classification:****- international:** A61C13/00; A61C5/00; A61C5/08; A61C8/00**- european:** A61C13/00C1, A61K6/083, B29C67/00L**Application number:** DE20011014290 20010323**Priority number(s):** DE20011014290 20010323**Also published as:**

EP1243231 (A2)



JP2002291771 (A)



EP1243231 (A3)

Abstract not available for DE10114290

---

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide



19 **BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT**

12 **Off nl gungsschrift**  
10 **DE 101 14 290 A 1**

51 Int. Cl.7:  
**A 61 C 13/00**  
A 61 C 5/00  
A 61 C 5/08  
A 61 C 8/00

21 Aktenzeichen: 101 14 290.0  
22 Anmeldetag: 23. 3. 2001  
43 Offenlegungstag: 2. 10. 2002

**DE 101 14 290 A 1**

71 Anmelder:  
Ivoclar Vivadent AG, Schaan, LI

74 Vertreter:  
PAe Splanemann Reitzner Baronetzky Westendorp,  
80469 München

72 Erfinder:  
Moszner, Norbert, Prof. Dr., Eschen, LI; Burgath,  
Armin, Dr., 78351 Bodman-Ludwigshafen, DE;  
Mülhaupt, Rolf, Prof. Dr., 79117 Freiburg, DE; Salz,  
Ulrich, Dr., 88131 Lindau, DE; Rheinberger, Volker,  
Dr., Vaduz, LI; Landers, Rüdiger, 79104 Freiburg, DE

56 Entgegenhaltungen:  
DE 198 16 546 C1  
DE 199 38 463 A1  
Landers R. & Mülhaupt R.: Desktop manufacturing  
of  
complex objects, prototypes and biomedical  
scaffolds by means of computer-assisted design  
combined with computer-guided 3 D plothy of poly-  
mers and readire oligomers. In:  
Maeromol.Mat.Eng.  
2000, 282, 17-21;

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Verfahren zur Herstellung von dentalen Formteilen

57 Es ist ein Verfahren zur Herstellung eines Kunststoff-  
teils vorgesehen, bei dem eine Unterlage bereitgestellt  
und auf diese Material für das Kunststoffteil schichtweise  
über eine rechnergesteuerte Auftragvorrichtung aufge-  
tragen wird. Nach dem Auftragen einer Schicht wird diese  
ausgehärtet, bevor das Auftragen der nächsten Schicht  
erfolgt. Die Schicht ist ein polymerisierbarer Kunststoff  
und mit der Auftragvorrichtung in unpolymerisiertem Zu-  
stand verarbeitbar, und jede Schicht wird insbesondere  
über eine energiereiche Strahlung wie Licht polymeri-  
siert.

**DE 101 14 290 A 1**

## Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft die Verwendung des 3D-Plottings zur Herstellung von Dentalprodukten unter Verwendung von schmelzbaren, kondensierbaren, thermisch oder mit UV- bzw. sichtbarem Licht härtbaren ungefüllten oder gefüllten Materialien mittels eines computergesteuerten 3D-Plotters.

[0002] Für die Herstellung von Zahnersatz oder Teilen einer Zahnrestauration, wie Inlays, Onlays, Brücken, Kronen oder Prothesen werden heute noch überwiegend die traditionellen mehrstufigen Abform- und Giessverfahren eingesetzt. Danach erfolgt in weiteren Schritten die Herstellung der einzelnen dentale Formteile auf übliche Weise. Diese Verfahren sind erprobt und bewährt, jedoch mit einem hohen Fertigungsaufwand verbunden. Daher wurden insbesondere in den letzten Jahren eine Reihe von Verfahren entwickelt, um den Aufwand zu reduzieren und die Qualität zu verbessern.

[0003] In den letzten Jahren, insbesondere seit 1987, als es erstmals gelang, dreidimensionale Modelle in einem Arbeitsgang direkt auf der Grundlage von Computerdaten herzustellen, hat sich der Begriff "Rapid Prototyping" in der Umgangssprache als ein Synonym für Verfahren eingebürgert, mit dessen Hilfe es möglich wurde, Computerdaten mit verschiedenen Geräten oder Anlagen in Modelle mit verschiedenster Qualität und Haltbarkeit herzustellen. Bei der formfreien Fertigung werden dreidimensionale Computerbilder in Schichten zerlegt, die im computerunterstützten Fertigungsverfahren schichtweise zum realen dreidimensionalen Objekt zusammengefügt werden. Während sich die ersten Modelle überwiegend um Anschauungsmodelle ohne eigentlichen Gebrauchswert handelte, werden mit diesen Verfahren heute bereits Funktionsmodelle hergestellt. Auch Kleinserien lassen sich mit diesen Verfahren preisgünstig herstellen. Während in den ersten Jahren der technisch faszinierenden aber wirtschaftlich unattraktiven Modellbauverfahren vorwiegend lichterhärtende Acrylharze (Stereolithographie) verwendet wurden, hat sich in den Jahren die Palette der einzusetzenden Materialien deutlich vergrößert. So wurden die verschiedenen Verfahren des "Rapid Prototyping" auch für die Herstellung von Dentalprodukten eingesetzt. Dies sind vor allem das selektive Lasersintern, das 3D-Printing oder die Stereo-Lithographie.

[0004] Die EP-A-1 021 997 beschreibt die Anwendung des Laser-Sinterverfahrens für die Herstellung von Zahnrestaurationen, bei dem aus einem sinterfähigen Pulver schichtweise Formkörper aufgebaut werden, indem jede Schicht nach dem Aufbau schrittweise durch eine Bestrahlung mit einem Laserstrahl gesintert wird. Die Steuerung des Prozesses unterliegt dabei Daten, die die Konfiguration des Formkörpers in der jeweiligen Schicht repräsentieren. Als Werkstoff wird ein Legierungspulver in homogener Zusammensetzung verwendet. Der Nachteil besteht jedoch darin, dass Hohlräume zwischen den Pulvermaterialien nicht auszuschliessen sind. Weiterhin sind nach dieser Druckschrift keine gefüllten Kunststoffe als Pulver einsetzbar.

[0005] In der WO 97/29901 wird ein Verfahren (Stereolithographie) und ein Gerät zur Herstellung dreidimensionaler Teile aus einem flüssigen und härtbaren Medium beschrieben. Dabei wird das Teil schichtweise aufgebaut, indem jede einzelne Schicht mit einem Laser abgefahren und dabei ausgehärtet wird. Danach wird mittels eines Abstreifers die nächste Schicht des härtbaren Materials aufgetragen und ebenso gehärtet. Auch hierbei handelt es sich um die Beschreibung eines Modellbauverfahrens, das die Verwendung von Materialien für dentale Anwendungen nicht beschreibt.

[0006] Aus der WO 95/28688 ist ein stereolithographisches Verfahren zur Herstellung von Dentalimplantaten bekannt. Bei diesem Verfahren wird ein Modell hergestellt und mittels einer CAD-Anwendung modelliert, wobei gemäss der Beschreibungseinleitung bekannt ist, für die Rekonstruktion ein von einem Computertomographen gescanntes Bild zu verwenden, um die relative Lage des Prothesenzahns gegenüber dem darunterliegenden Kieferknochen erfassen zu können und gegebenenfalls Korrekturen vornehmen zu können. Wie bereits dort festgestellt, stellt dies ein zeitaufwendiges Verfahren dar, zudem die Computertomographen vergleichsweise sehr teuer und keineswegs regelmässig in Zahnarztpraxen vorhanden sind.

[0007] Es sind weiterhin zahlreiche Verfahren bekannt, bei denen Gegenstände basierend auf Modellen oder Vorlagen schnell hergestellt werden können. Ein Beispiel dafür ist aus der US-A-5.370.692 zu entnehmen. Bei diesem Verfahren (Modifiziertes Selektives Lasersintern), das sich schwerpunktmässig auf das Replizieren von Knochenmaterial richtet, wobei auch dentale Implantate angesprochen sind, wird das Implantat dadurch hergestellt, dass schichtweise Implantatschichten aufgebracht werden, wobei der Schritt des Aufbringens selbst über eine Art Drucken erfolgt. Bevorzugt werden keramische Teilchen oder Polymerteilchen miteinander verbunden, um das Implantat zu bilden. Ein derartiges Druckverfahren ist jedoch nicht für alle Anwendungsfälle geeignet. Zudem lässt sich Keramik in der Regel nicht ohne Schrumpfungprozesse sintern. Ein weiteres Problem bei der Realisierung von Dental-Prothesen liegt darin, dass stets für die Zahnaufstellung eine Kontrolle im Artikulator vorgenommen werden muss. Dies erfolgt bei der herkömmlichen Technik über die Herstellung einer Wachsprothese als Zwischenschritt. Eine derartige Wachsprothese lässt sich andererseits von einem Modell praktisch nicht zerstörungsfrei entnehmen, nachdem zumindest Mikro-Hinterschneldungen bestehen und Wachs auch bei Raumtemperatur regelmässig einem Modellmaterial wie beispielsweise Gips gegenüber eine geringere Härte aufweist.

[0008] Aus der DE 196 42 247 ist ein Verfahren zur Herstellung von Zahnersatz bekannt, bei dem zunächst dreidimensionale Produktdaten erfasst und für die Herstellung des Zahnersatzes aufbereitet werden. Bei diesem Verfahren wird eine elektronisch gesteuerte Werkzeugmaschine eingesetzt, um eine schnelle Erzeugung eines Prototypen auf der Grundlage der Produktdaten zu gewährleisten. Zwar lässt sich mit diesem Verfahren der Zahnersatz recht genau herstellen, das Herstellverfahren ist jedoch recht aufwendig und bedingt eine elektronisch gesteuerte Werkzeugmaschine, die mittels eines Fräsverfahrens die gewünschte Bearbeitung vornimmt. Dieses Verfahren hat jedoch eine Reihe von Nachteilen, denn es entstehen Abfälle und Verunreinigungen, die in einer zahnärztlichen Praxis nicht tolerierbar sind. Darüber hinaus ist der so hergestellte Zahnersatz häufig noch mit den bekannten Verfahren zu beschichten, da das Ausgangsmaterial nicht die geforderte Ästhetik aufweist.

[0009] Ferner ist es an sich bekannt, eine dreidimensionale Drucktechnik für die schnelle Herstellung von Prototypen zu verwenden. Hierbei kommen zwei Verfahren zum Einsatz: Beim ersten Verfahren (3D-Printing), das vom Massachusetts Institute of Technology entwickelt wurde, wird ein pulverförmiges Material über eine Düsenanordnung schichtweise entsprechend dem herzustellenden Objekt mit einem Bindemittel versehen und das Bindemittel bindet schichtweise dabei das Pulver ab. Bei diesem Verfahren wird nach dem Fertigstellen des Objektes das überschüssige und ungebundene Pulver entfernt. Bei diesem Verfahren besteht eine freie Wahlmöglichkeit hinsichtlich des Pulvers, wobei jedoch regelmässig eine körnige Oberfläche ver-

bleibt und Hohlräume, die die Festigkeit beeinflussen, sind nicht auszuschließen. Nachbehandlungen des so erhaltenen Objektes zur Erhöhung der mechanischen Festigkeit und der Oberfläche sind hierbei in der Regel erforderlich. Bei einem weiteren Verfahren (Fused Deposition Modeling) wird mittels der dreidimensionalen Drucktechnik über elektrostatische Tintenstrahldüsen ein an Luft aushärtbares oder erstarrendes Material aufgebracht. Dieses Material wird aufgeschmolzen und über Düsen aufgetragen. Aufgrund der erforderlichen Durchhärtung ist jedes Materialteilchen recht klein, so dass die Herstellung eine entsprechend lange Zeit benötigt. Üblicherweise wird ein Materialstrang in einer 3D-dimensionierbaren Düse aufgeschmolzen und appliziert. Hierbei ist die Anwendung jedoch auf sehr wenige thermoplastische Materialien, z. B. ABS, beschränkt. Nachteil ist weiterhin, dass aus dem zu verarbeitenden Material erst ein Strang entsprechender Abmessung hergestellt werden muss, der anschließend der Düsenanordnung zugeführt wird.

[0010] Weiterhin ist bekannt, computerunterstützt dreidimensionale Objekte herzustellen, wobei die dreidimensionale Struktur durch das schichtweise Einbringen von Mikropunkten oder Mikrosträngen in ein flüssiges Medium aufgebaut wird (Macromolecular Materials and Engineering 2000, 282, S. 17-21). Dadurch wird es möglich, Strukturen aus mechanisch instabilen Materialien aufzubauen, die durch die Kompensation der Schwerkraft durch den Auftrieb im flüssigen Medium ihre Geometrie nach dem Herstellen bis zu einer mechanischen oder chemischen Verfestigung beibehalten. Dieses Verfahren ermöglicht somit die Verwendung von Materialien, die bisher einem Rapid Prototyping nicht zugänglich waren. Die Anwendung dieses Verfahrens zur Herstellung von dentalen Produkten ist jedoch nicht beschrieben.

[0011] Daher liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zur Herstellung von Dentalprodukten unter Verwendung des 3D-Plottings gemäss dem Oberbegriff des Anspruchs 1 zu schaffen, das die Herstellung der verschiedenartig strukturierten Formteile aus den verschiedensten Materialien erlaubt und nur geringere Investitionskosten erfordert.

[0012] Diese Aufgabe wird erfindungsgemäss durch Anspruch 1 gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen ergeben sich aus den Unteransprüchen.

[0013] Mit dem erfindungsgemässen Verfahren lassen sich Dentalprodukte unter Verwendung des 3D-Plottings auf der Basis von schmelzbaren, kondensierbaren, thermisch oder mit UV- bzw. VIS-Licht härtbaren ungefüllten oder gefüllten Materialien mittels eines computergesteuerten 3D-Plotters herstellen. Mit diesem Verfahren wird es erstmals möglich, Dentalmaterialien auf der Basis hochviskoser bzw. gefüllter Ausgangsmaterialien durch computerunterstützte formfreie Fertigung herzustellen. Es erfolgt hierbei der Aufbau der 3D-Objekte schichtförmig durch eine computerkontrollierte Abscheidung von Mikrotropfen oder Mikrosträngen in einer Flüssigkeit oder auf einer festen Oberfläche. Je nach Art der verwendeten Materialien erfolgt die Härtung durch Abkühlung von geschmolzenen Materialien, durch chemische Reaktion oder eine Polymerisation wird thermisch bzw. durch gleichzeitige oder nachträgliche Bestrahlung ausgelöst. Darüber hinaus ist auch eine Aushärtung der Materialien durch eine chemische Reaktion mit einem flüssigen Medium möglich.

[0014] Das Ausbringen der Materialien erfolgt über eine pneumatische Einspeisung unter Verwendung von kommerziell verfügbaren Einweg-Dosierern mit einer Düsenöffnung von etwa 100 bis 2000 µm, wobei der Durchmesser der Düsenöffnungen und der Druck der treibenden Luft von der Viskosität des Materials abhängt. Weiterhin sind auch bei

Zweikomponenten-Materialien Doppelkartuschen-Dosierer einsetzbar oder mehrere Kartuschen können im Verlauf des Druckens ausgetauscht werden. Während beim 3D-Printing nur dünnflüssige Stoffe bzw. Stoffgemische mit einem Bindemittel verarbeitet werden können, lassen sich mit dem 3D-Plotting hochviskose und gefüllte Stoffe und Stoffgemische verarbeiten, die bei wichtigen Dentalprodukten, z. B. künstlichen Zähnen, Füllungsmaterialien oder Verblend- oder Gerüstmaterialien, Verwendung finden. Zur Steuerung des 3D-Plotting-Prozesses können die z. B. beim Fräsen von Metallen bekannten CNC-Verfahren genutzt werden, wobei die Basisdaten über 3D-Scanner, 3D-Digitalfotografie oder auch aus dem medizinischen Bereich bekannten Abbildungsverfahren zugänglich sind.

[0015] Im Gegensatz zu den gängigen "Rapid Prototyping"-Verfahren lassen sich mit dem erfindungsgemässen Verfahren sehr verschiedenartig strukturierte Formteile erzeugen. Neben homogen aufgebauten Teilen sind so auch poröse Formteile oder auch Formteile, die aus unterschiedlichen Schichten nach einem Gradientenmuster bestehen, einfach herzustellen. Zudem können Gradienten durch Variation der Materialien im Verlaufe des Plottens erfolgen.

[0016] Dementsprechend lassen sich mit dem 3D-Plotting im Gegensatz zu den gängigen und bekannten "Rapid Prototyping"-Verfahren auf der Basis von Kompositen künstliche Zähne oder Inlays mit Schichtstruktur, glasfaserverstärkte Kronen- und Brückengerüste oder keramische Grünkörper für den dentalen Einsatz herstellen. Darüber hinaus ist das 3D-Plotting apparativ wesentlich weniger aufwendig als die bekannten Verfahren.

[0017] Durch die Verwendung des 3D-Plottings lassen sich zunächst gegenüber den bekannten Verfahren grössere Schichtstärken erzeugen, die durch das punkt- bzw. strangförmige Austragen der ungefüllten oder gefüllten Materialien entstehen. Dabei setzen sich die chemisch reaktiven Systeme aus mindestens zwei Komponenten zusammen, die unmittelbar vor dem Austragen innig vermischt werden und sofort nach dem Auftragen reagieren, also aushärten und eine formstabile Schicht bilden. Lichthärtbare Materialien enthalten in der Regel einen Photoinitiator. Nach dem Erzeugen dieser Schicht erfolgt eine Bestrahlung derselben mit Licht solcher Wellenlängen, mit denen der Photoinitiator aktiviert wird und die Aushärtung bewirkt. Im Gegensatz dazu verfügen keramische Systeme auf Grund ihrer Thixotropie über eine ausreichende Festigkeit, die ein Zwischenhärten der einzelnen Schichten überflüssig macht.

[0018] Dies erlaubt es, ein preisgünstiges Plotverfahren zu realisieren, wobei erfindungsgemäss eine Düse, die computergesteuert bewegt werden kann, einen Mikrostrang oder Mikrotropfen ausstossen kann. Der Durchmesser der Düse kann dabei durchaus bis 2 mm betragen, so dass ein rascher Schichtaufbau in der gewünschten Form realisierbar ist. Aufgrund der grossen Materialstärke wird ein rascher Aufbau des Dentalproduktes ermöglicht.

[0019] Erfindungsgemäss ist es besonders günstig, dass Teile für die Zahnrestauration bzw. für den Zahnersatz auf der Basis von schmelzbaren, kondensierbaren, thermisch oder mit Licht härtbaren ungefüllten oder verstärkten Materialien mittels eines computergesteuerten 3D-Plotters realisiert werden können. Besonders bevorzugt erfolgt der Aufbau der 3D-Objekte schichtförmig durch eine computergesteuerte Abscheidung von Mikrotropfen oder Mikrosträngen in einer Flüssigkeit oder alternativ trocken auf einer festen Oberfläche. Je nach Art der Materialien erfolgt die Härtung durch Abkühlung von geschmolzenen Materialien, durch Polykondensation bzw. Polyaddition oder wird eine Polymerisation thermisch oder durch gleichzeitige oder nachträglich Bestrahlung ausgelöst. Darüber hinaus ist die

Aushärtung der Materialien durch chemische Reaktion mit einem flüssigen Medium möglich.

[0020] Es ist auch möglich, kommerziell verfügbare Einweg-Dosierer zu verwenden, die eine Düsenöffnung von 200 bis 2000 Mikrometer aufweisen können, wobei der Durchmesser der Düsenöffnung bzw. der auszuübende Druck für den Materialaustrag von der Viskosität des verwendeten Materials abhängt. Dabei versteht es sich von selbst, dass anstelle einer Düse auch mehrere Düsen zum Austragen verschiedener Materialien eingesetzt werden können. Die Dosierung erfolgt bevorzugt über Druckluftbeaufschlagung des Einweg-Dosierers.

[0021] Alternativ kann auch ein Doppel- bzw. Mehrfachkartuschen-Dosierer eingesetzt werden, der es sogar ermöglicht, Materialien aus zwei Komponenten auszutragen, die beim Zusammenführen der Komponente in der Düse vermischt werden und nach dem Austragen aushärten.

[0022] Bei der Verwendung von lichthärtenden Materialien werden bekannte Lichtquellen eingesetzt, wobei es bevorzugt ist, auch UV-Anteile im Lichtspektrum vorzusehen.

[0023] Gemäss einem weiteren, besonders günstigen Aspekt der Erfindung lässt sich das erfindungsgemässe Verfahren gerade auch in den Zahnarztpraxen einsetzen.

[0024] Gemäss einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung ist es vorgesehen, den Schichtaufbau des herzustellenden Dentalproduktes an die natürliche Vorlage, z. B. einen Zahn, anzunähern. Das Zahnersatzteil weist häufig dem natürlichen Zahn angenähert Kunststoff- oder Keramikmaterial auf, das dem Zahnschmelz entspricht, aber auch Kunststoff- oder Keramikmaterial, das dem Dentin entspricht. Zusätzlich kommt bei Bedarf ein Opaker-Material zum Einsatz, beispielsweise zu Verblendungszwecken.

[0025] In vorteilhafter Ausgestaltung der Erfindung ist die Transluzenz der jeweils aufgetragenen Schicht an die geforderte Transluzenz des herzustellenden Zahnersatzteils angepasst. Soll beispielsweise die Labialseite eines Frontzahnes modelliert werden, erfolgt die Ausrichtung des Schichtaufbaus bevorzugt so, dass als letzte Schicht die labiale Abschlusschicht des Frontzahnersatzteils aufgebracht wird.

[0026] In besonders vorteilhafter Ausgestaltung der Erfindung werden solche Materialien oder Materialkombinationen verwendet, die eine bioaktive und/oder medizinische Wirkung besitzen, z. B. Fluorid-, Hydroxid- oder Calciumionen freisetzen. Darüber hinaus ist auch die Verwendung von Materialien möglich, die die Haftung von Plaque reduzieren oder auch eine gute Polierbarkeit zur Herstellung von ästhetischen Oberflächen aufweisen. Mit der Verwendung von keramischen Pasten können Grünkörper hergestellt werden, die nachträglich entsprechend dem Stand der Technik noch gehärtet werden.

[0027] Die nachfolgenden Beispiele verdeutlichen die Erfindung, erheben jedoch keinen Anspruch auf Vollständigkeit. Bei allen Beispielen wurde ein 3D-Plotter der Firma Envision Technologies verwendet. Der Düsendurchmesser der rechnergesteuerten Plotteinheit betrug für alle Beispiele 200 µm. Soweit nicht anders angegeben, wurden alle Beispiele in Luft ohne Verwendung eines reaktiven Mediums geplottet. Die Beispiele demonstrieren die Verwendung von nach dem Stand der Technik bekannten zahnärztlichen Restaurationsmaterialien für die Herstellung eines Inlays. Hierzu wurde eine Kavität in einem Zahn präpariert und die Kavität mit einem nach dem Stand der Technik bekannten Scannersystem vermessen. Mit den so gewonnenen Daten wurde anschliessend das Inlay wie nachfolgend beschrieben angefertigt.

#### Beispiel 1

Anfertigung eines Inlays aus einem lichthärtenden, niedrigviskosen zahnärztlichen Füllungsmaterial

[0028] Zur Herstellung des Inlays wurde ein nach dem Stand der Technik bekanntes niedrigviskoses, lichthärtendes Füllungsmaterial verwendet (Tetric Flow der Firma Ivoclar-Vivadent AG). Zum Aufbau des Inlays wurden die Daten der Kavität in die rechnergesteuerte Plotteinheit transferiert. Der Aufbau des Inlays erfolgte durch computergesteuerte Abscheidung von Mikropunkten des verwendeten Materials auf einer Metalloberfläche. Die Aushärtung des verwendeten Materials erfolgte durch eine parallel zur Düse angebrachten, Licht im Wellenlängenbereich von 400 bis 500 nm emittierenden Lichtquelle. Der Aufbau der Kavität erfolgte derart, dass alle 10 Sekunden ein Mikropunkt geplottet wurde. In der Zeit zwischen dem Plotten zweier Punkte wurde jeweils die Austrittsöffnung der Düse abgedeckt und mit der oben genannten Lichtquelle ausgehärtet.

#### Beispiel 2

[0029] Beispiel 1 wurde unter Verwendung weiterer, nach dem Stand der Technik bekannten zahnärztlichen Füllungsmaterialien (Heliomolar Flow, Tetric Chroma und Ariston AT der Firma Ivoclar-Vivadent AG) wiederholt.

#### Beispiel 3

Anfertigung eines Inlays aus einer lichthärtenden, kurzglasfasergefüllten Monomermischung

[0030] Zur Herstellung des Inlays wurde eine kurzglasfasergefüllte Monomermischung mit folgender Zusammensetzung verwendet. Die Angaben erfolgten hierbei in Gewichtsprozent.

30% Kurzglasfasern (Hersteller Firma Schott) mittlere Länge 115 µm

29% Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat (Bis-GMA)

26% 7,7,9-Trimethyl-4,13-dioxo-3,14-dioxo-5,12-diazaheptadecan-1,16-dioxy-di-methacrylat

14% Triethylenglykoldimethacrylat

1% niedermolekulare Stabilisatoren, Additive und Initiatoren

[0031] Die Herstellung der kurzglasfasergefüllten Monomermischung erfolgte durch Einarbeitung der Kurzglasfasern in die Monomermischung mittels eines Rührwerks.

[0032] Mittels der rechnergesteuerten Plotteinheit wurde anschliessend das Inlay durch computergesteuerte Abscheidung von Mikrosträngen des verwendeten Materials auf einer Metalloberfläche aufgebaut. Die Aushärtung des verwendeten Materials erfolgte durch eine parallel zur Düse angebrachten, Licht im Wellenlängenbereich von 400 bis 500 nm emittierenden Lichtquelle. Hierzu wurde die Lichtquelle seitlich der aus lichtundurchlässigem Material angefertigten Düse angebracht. Diese Anordnung ermöglichte zeitgleich den kontinuierlichen Aufbau und die Aushärtung.

#### Beispiel 4

Anfertigung eines Inlays aus einem dualhärtenden (d. h. selbst- und lichthärtend) zahnärztlichen Füllungsmaterial

[0033] Zur Herstellung des Inlays wurde ein nach dem Stand der Technik bekanntes dualhärtendes Füllungsmaterial verwendet (Variolink II Base und Cat der Firma Ivoclar-Vivadent AG). Zum Aufbau des Inlays wurden die Daten

der Kavität in die rechnergesteuerte Ploteinheit transferiert. Der Aufbau des Inlays erfolgte durch computergesteuerte Abscheidung von Mikropunkten der verwendeten Materialien auf einer Metalloberfläche. Hierzu wurde eine Mischkartusche verwendet, diese erlaubt es, die zwei Komponenten Variolink II Base und Variolink II Cat erst unmittelbar vor dem Düsenaustritt zu gleichen Teilen miteinander zu mischen. Die Aushärtung des verwendeten Materials erfolgte selbsthärtend. Der Aufbau der Kavität erfolgte derart, dass alle 30 Sekunden ein Mikropunkt geplottet wurde.

#### Beispiel 5

[0034] Es wurde Beispiel 4 wiederholt unter der zusätzlichen Verwendung einer parallel zur Düse angebrachten, Licht im Wellenlängenbereich von 400 bis 500 nm emittierenden Lichtquelle. In der Zeit zwischen dem Plotten der Mikropunkte wurde die Düsenaustrittsöffnung abgedeckt.

#### Beispiel 6

[0035] Es wurde Beispiel 4 wiederholt unter Verwendung zweier Düsen. Jede dieser Düsen verfügte über einen separaten Vorratsbehälter. Einer dieser Behälter wurde mit Variolink II Base, der andere mit Variolink II Cat befüllt. Die Austrittsöffnungen der beiden Düsen wurden derart ausgerichtet, dass eine Vermischung der beiden Materialien erst nach dem Austreten aus der Düse stattfindet. Um eine ausreichende Zeitspanne für die Selbsthärtung des Materials zu gewährleisten, wurde der Zeitabstand zwischen dem Plotten zweier Punkte auf 60 Sekunden erhöht. Durch die Verwendung der in den vorigen Beispielen beschriebenen Lichtquelle an sich und deren Handhabung konnte diese Zeit auf 10 Sekunden verringert werden.

#### Beispiel 7

Beschichtung eines metallischen Probenkörpers mit einer keramischen Glasurpaste

[0036] Die Beschichtung des metallischen Probenkörpers mit einer nach dem Stand der Technik bekannten Keramikprecursor (z. B. IPS-Empress der Firma Ivoclar-Vivadent AG) erfolgte durch punktwises Auftragen des Keramikprecursors auf einen metallischen Probenkörper mit dem wie in den Beispielen 1-4 verwendeten 3D-Plotter. Eine Aushärtung der entstehenden Schicht erfolgte nach dem Plotten in einem handelsüblichen Brennofen (Programat der Firma Ivoclar-Vivadent AG).

[0037] Die Erfassung des metallischen Probenkörpers erfolgte mit einem nach dem Stand der Technik bekannten Scannersystem. Die so gewonnenen Daten wurden anschließend in die rechnergesteuerte Ploteinheit übertragen.

#### Beispiel 8

[0038] Der im Beispiel 7 hergestellte Metall-Keramik-Verbund wurde wie in Beispiel 7 beschrieben optisch erfasst und mit einer nach dem Stand der Technik bekannten Glasurpaste (z. B. IPS-Empress Glasurpaste der Firma Ivoclar-Vivadent AG) beschichtet. Diese Beschichtung erfolgte durch strangweises Auftragen der Glasurpaste mit dem wie in den vorangegangenen Beispielen verwendeten 3D-Plotter. Eine Aushärtung der entstehenden Schicht erfolgte nach dem Plotten in einem handelsüblichen Brennofen (Programat der Firma Ivoclar-Vivadent AG).

[0039] Als Polymermaterialien können eingesetzt werden reine Verbindungen oder Mischungen von polyreaktionsfähigen Monomeren, Oligomeren oder Polymeren, die vorzugsweise geeignete Füllstoffe und weitere Additive enthalten. Dabei kommen als Matrixsysteme vor allem in Frage:

#### A. Polymerisierbare Matrixsysteme

1. Radikalisch polymerisierbare Materialien auf der Basis von radikalisch polymerisierbaren Monomeren, wie (Meth)acrylate, Styrol und Styrolerivate, Allylverbindungen oder Vinylcyclopropane, wobei vor allem (Meth)acrylate besonders geeignet sind. Einsetzbar sind kommerziell verfügbare monofunktionelle Monomere, wie z. B. Methyl-, Ethyl-, Butyl-, Benzyl-, Furfuryl- oder Phenyl(meth)acrylat, und die als Vernetzermomere bekannten multifunktionellen Acrylate bzw. Methacrylate wie z. B. Bisphenol-A-di(meth)acrylat, Bis-GMA (ein Additionsprodukt aus Methacrylsäure und Bisphenol-A-diglycidylether), UDMA (ein Additionsprodukt aus 2-Hydroxyethylmethacrylat und 2,2,4-Hexamethylen-diisocyanat), Di-, Tri- oder Tetraethylenglycoldi(meth)acrylat, Polyethylenglycoldimethacrylat, Trimethylolpropantri(meth)acrylat, Pentaerythrittetra(meth)acrylat sowie Butandiol-di(meth)acrylat, 1,10-Decandiol-di(meth)acrylat oder 1,12-Dodecandiol-di(meth)acrylat.

2. Radikalisch polymerisierbare Oligomere oder Polymere, die endständige und/oder seitenständige radikalisch polymerisierbare Gruppen tragen, beispielsweise radikalisch polymerisierbare  $\alpha$ , ( $\omega$ ) (5 Mw/10 U) (meth)acryloyl-terminierte Polyester-, Polyether-, Polypoxid-Amin- oder Polyurethan-Telechele oder Kieseläurepolykondensate, die beispielsweise durch hydrolytische Kondensation von Silanen, die radikalisch polymerisierbare Gruppen, bevorzugt wie z. B. Methacryl- oder Acrylgruppen tragen, eingesetzt werden. Solche Kieseläurepolykondensate sind beispielsweise in der DE-PS 44 16 857 oder der DE-PS 41 33 494 beschrieben.

Die Aushärtung der radikalisch polymerisierbaren Stoffe erfolgt nach Zugabe geeigneter Initiatoren durch thermische, photochemische oder redoxinduzierte Polymerisation. Zur Initiierung der radikalischen Polymerisation werden vorzugsweise thermische und/oder Photoinitiatoren eingesetzt. Bevorzugte Beispiele für thermische Initiatoren sind die bekannten Peroxide, wie z. B. Dibenzoylperoxid, Dilaurylperoxid, tert.-Butylperoctoat oder tert.-Butylperbenzoat sowie weiter Azobisisobutyroethylester, Azobisisobutyronitril, Benzpinakol oder 2,2-Dimethylbenzpinakol. Beispiele für geeignete Photoinitiatoren sind Benzophenon, Benzoin sowie deren Derivate oder  $\alpha$ -Diketone oder deren Derivate wie 9,10-Phenanthrenchinon, Diacetyl oder 4,4-Dichlorbenzil. Besonders bevorzugt werden Campherchinon und 2,2-Methoxy-2-phenyl-acetophenon und besonders bevorzugt  $\alpha$ -Diketone in Kombination mit Aminen als Reduktionsmittel, wie z. B. 4-(N,N-Dimethylamino)-benzoesäureester, N,N-Dimethylaminoethylmethacrylat, N,N-Dimethyl-sym.-xylydin oder Triethanolamin, eingesetzt. Darüber hinaus sind auch Acylphosphine, wie z. B. 2,4,6-Trimethylbenzoyldiphenyl- oder Bis(2,6-dichlorbenzoyl)-4-N-propylphenyl-phosphinoxid besonders geeignet.

Als Initiatoren für eine bei Raumtemperatur durchgeführte Polymerisation werden Redox-Initiatorkombinationen, wie z. B. Kombinationen von Benzoyl- oder Laurylperoxid mit N,N-Dimethyl-sym.-xylydin oder N,N-Dimethyl-p-toluidin, verwendet.

3. Kationisch polymerisierbare Verdünner- oder Vernetzermomere wie z. B. Glycidylether oder cycloaliphatische Epoxide, cyclische Ketenacetale, Vinyl ether, Spiroorthocarbonate, Oxetane oder bicyclische Orthoester. Beispiele sind: Triethylenglycoldivinylether, Cyclohexandimethanoldivinylether, 2-Methylen-1,4,6-trioxaspiro[2.2]-nonan, 3,9-Dimethylen-1,5,7,11-tetraoxaspiro[5.5]undecan, 2-Methylen-1,3-dioxepan, 2-Phenyl-4-methylen-1,3-dioxolan, Bisphenol-A-diglycidylether, 3,4-Epoxy-cyclohexylmethyl-3,4-epoxycyclohexancarboxylat, Bis-(3,4-epoxycyclohexylmethyl)adipat, Vinylcyclohexendioxid, 3-Ethyl-3-hydroxymethyloxetan, 1,10-Decandiyldis(oxymethylen)bis(3-ethyloxetan) oder 3,3-(4-Xylylendioxy)-bis(methyl-3-ethyloxetan). Als kationisch polymerisierbare Matrixsysteme eignen sich auch Kieselsäurepolykondensate, die beispielsweise durch hydrolytische Kondensation von Silanen, die kationisch polymerisierbare Gruppen, bevorzugt z. B. Epoxid-, Oxetan-, Spiroorthoester oder Vinyl ethergruppen tragen. Solche Kieselsäurepolykondensate sind beispielsweise in der DE-PS 41 33 494 oder US-PS 6 096 903 beschrieben. Für die Aushärtung von kationisch polymerisierbaren Systemen eignen sich besonders Diaryliodonium- oder Triarylsulfoniumsalze, wie z. B. Triphenylsulfoniumhexafluorophosphat oder -hexafluoroantimonat bzw. Systeme, die in der WO 97/13538 oder WO 98/47046 beschrieben sind.

4. Auch Materialien auf der Basis von Mischungen aus radikalisch und kationisch polymerisierbaren Verbindungen unter Verwendung entsprechender Initiator-kombinationen können eingesetzt werden, wobei die radikalische und kationische Polymerisation, gleichzeitig oder in aufeinander folgenden Stufen ablaufen.

5. Cyclische Monomere, die durch ringöffnende Metathesepolymerisation (RÖMP) vernetzen, wie monocyclische Alkene oder Alkadiene, beispielsweise Cyclopenten, Cyclohepten, Cycloocten, Cyclododecen oder 1,5-Cyclooctadien, oder bicyclische Alkene, beispielsweise Bicyclo[2.2.1]hept-2-en (2-Norbornen) bzw. davon ausgehende Derivate wie 7-Oxa-bicyclo[2.2.1]hept-2-en, Bicyclo[2.2.1]hept-5-en-2,3-dicarbon-säuredimethylester, 7-Oxabicyclo[2.2.1]hept-5-en-2,3-dicarbon-säurediethylester, 5-Norbornen-2-methylester bzw. 5-Norbornen-2-yl-ester von Mono-, Di- und Multicarbon-säuren oder die Umsetzungsprodukte von 5-Norbornen-2-methanol bzw. 5-Norbornen-2-ol mit Mono- oder Diisocyanaten einsetzen. Dabei bilden solche Verbindungen, die mehrere Norbornengruppen enthalten, Polymernetzwerke. Für die Aushärtung lassen sich bekannte RÖMP-Katalysatoren, wie Metallcarben-Komplexe, z. B. Ru-, W- oder Mo-Carben-Komplexe (vgl. R. R. Schrock, Acc. Chem. Res. 23 (1990) 158), oder einfache Salze wie  $K_2RuCl_5$  oder die Hydrate von  $RuCl_3$  oder  $OsCl_3$  bei polaren Monomeren (W. J. Feast, D. B. Harrison, Polymer 32 (1991) 558) einsetzen; Weiterhin eignen sich besonders luft- oder wasserstabile Katalysatoren auf der Basis von Carbonylgruppen enthaltenden Mo-, Ru-, Os- oder W-Verbindungen mit einem Polyenliganden (WO 93/13171), z. B.  $[(C_6H_5)_6Ru(CH_3CN)_2Cl]^+PF_6^-$  oder als Photoinitiatoren photolabile Ru- oder Os-Verbindungen, wie z. B.  $[Os(C_6H_5)_2Cl_2]_2$  oder  $[Ru(C_6H_5)_2(Tosylat)]_2$ .

#### B. Polyadditions-Matrixsysteme

[0040] Beispiele hierfür sind:

1. Polyurethan bzw. Polyharnstoff-Systeme: So sind bekanntlich Polyurethane aus Mischungen kommerziell zugänglicher Diisocyanate, wie z. B. Toluyldiisocyanat, Methylendiphenyldiisocyanat, 2,2,4-Trimethylhexamethyldiisocyanat oder Isophorondiisocyanat, bzw. daraus hergestellten oligomeren Polyisocyanaten mit geeigneten OH-multifunktionellen Verbindungen, wie Ethylenglycol, Glycerin oder Trimethylolpropan, bzw. daraus hergestellten di- oder trifunktionellen Polyolen zugänglich, wobei zinnorganische Verbindungen oder tertiäre Amine als Katalysator eingesetzt werden. Werden die Isocyanate mit Diaminen, wie z. B. Ethylendiamin, Hexamethyldiamin oder Bis(4-amino-3-methylcyclohexyl)methan, umgesetzt, so ergeben sich entsprechende Polyharnstoffe.

2. Epoxid-Harze: Polyaddukte von bekannten di- oder multifunktionellen Epoxidverbindungen, wie z. B. Tetrahydrophthalsäurediglycidylester, Bisphenol-A-diglycidylether, hydrierter Bisphenol-Adiglycidylether, Glycerintriglycidylether, 3,4-Epoxy-cyclohexylmethyl-3,4-epoxycyclohexancarboxylat oder Bis-(3,4-epoxy-cyclohexylmethyl)-adipat mit Di- oder Polyaminen, wie Ethylendiamin, Triethylentetramin, Diaminocyclohexan, Tricyclodecandiamin, Hexamethyldiamin oder m-Xylyldiamin bzw. Polyetherpolyaminen. Darüber hinaus kommen als Vernetzer auch Anhydride in Frage.

3. Thiol-En-Systeme: Umsetzungsprodukte von di- oder multifunktionellen SH-Verbindungen, wie z. B. 1,4-Dimercaptobenzol, Trimethylolpropan-tris(3-mercaptopropionat) oder Pentaerythrit-tetrakis(3-mercaptopropionat) mit z. B. di- oder trifunktionellen Allyl- oder Norbornenverbindungen, wie z. B. Diallylether, Triallylisocyanurat oder Umsetzungsprodukte von 5-Norbornen-2-methanol bzw. 5-Norbornen-2-ol mit Diisocyanaten. Dabei kann die Thiol-En-Polyaddition durch bekannte radikalische-Initiatoren, wie z. B. Azobisisobutyronitril, ausgelöst werden.

4. Michael-Reaktionsharze: Beispielsweise Umsetzungsprodukte von di- oder multifunktionellen Acrylaten mit di- oder multifunktionellen Acetoacetaten. Beispiele für geeignete Acrylate sind Ethylenglycoldiacrylat, Hexandioldiacrylat, Tripropylen-glycol-diacrylat, ethoxyliertes Bisphenol-A-Diacrylat, Polyethylenglycol-200-diacrylat, Trimethylolpropantriacyrat, Pentaerythrittetraacyrat. Diese Acrylate lassen sich insbesondere mit tri- oder tetrafunktionellen Acetoacetaten, wie z. B. Trimethylolpropan- und Glycerintrisacetoacetat sowie Pentaerythrittetraacetoacetat zu Netzwerkpolymeren umsetzen. Als geeignete Katalysatoren werden vorzugsweise Alkalimetallhydroxide, wie z. B. KOH, Tetraalkylammoniumhydroxide, z. B. Tetraäthylammoniumhydroxid, insbesondere bicyclische Amidine, wie 1,5-Diazabicyclo[4.3.0]-5-nonen oder 1,8-Diazabicyclo[5.4.0]-7-undecen, und Guanidine, vor allem Tetramethylguanidin eingesetzt.

#### C. Polysiloxane

[0041] Schließlich kommen auch in Frage bekannte Silicon-Herze (vgl. W. Noll, Chemie und Technologie der Silicone, Verlag Chemie, Weinheim 1968; N. Auner, J. Weiss (Eds.), Organosilicon Chemistry, Wiley-VCH, 1997), die durch Kondensation oder Hydrosilylierung zu Polymernetzwerken führen.

[0042] Zur Herstellung von Kompositen werden den Matrixsystemen z. B. zur Verbesserung der mechanischen Ei-



genschaften organische oder anorganische Partikel oder Fasern zugegeben. Bevorzugte anorganische partikuläre Füllstoffe sind amorphe kugelförmige Materialien auf der Basis von Oxiden, wie  $ZrO_2$  und  $TiO_2$  bzw. Mischoxiden aus  $SiO_2$ ,  $ZrO_2$  und/oder  $TiO_2$ , nanopartikuläre oder mikrofeine Füllstoffe, wie pyrogene Kieselsäure oder Fällungskieselsäure sowie Makro- oder Minifüllstoffe, wie Quarz-, Glaskeramik- oder Glaspulver mit einer durchschnittlichen Teilchengröße von 0,01 bis 5 Mikrometer sowie röntgenopake Füllstoffe, wie Ytterbiumtrifluorid. Darüber hinaus können auch kurze Glasfasern, Wiskers, Schichtsilikate, Polyamid- oder Kohlenstoff-Fasern eingesetzt werden.

[0043] Schließlich können auch anorganische Pasten zur Herstellung von Grünkörpern eingesetzt werden. So können Pulver von Glas, Glaskeramiken oder Keramiken z. B. folgender Systeme verwendet werden, beispielsweise auf Basis von:

- Leucit-Phosphor-Silicat ( $SiO_2-Al_2O_3-K_2O-CaO-P_2O_5-F$ ), das in der DE 4.423.793 C1 beschrieben ist,
- Leucit ( $SiO_2-Al_2O_3-K_2O$ ),
- Lithiumdisilikat ( $SiO_2-Li_2O$ ) (vgl. DE 196.47.739 A1),
- Korund ( $Al_2O_3$ ) oder Zirkonoxid ( $ZrO_2$ ) sowie
- Alkalizinksilikat ( $SiO_2-ZnO-Na_2O$ ) (vgl. DE 4.428.839 C2)

[0044] Dabei werden die Pulver mittels entsprechend bekannter Hilfsstoffe (vgl. J. S. Reed, Principles of Ceramic Processing, J. Wiley & Sons, New York etc. 1988, 123 ff.) zu den formbaren Pasten verarbeitet. So kommen z. B. als Lösungsmittel Wasser, Alkohole, Ketone oder Petroleum, als Binder Cellulosederivate, Polyvinylalkohol, Polyethylenglycol, Paraffin oder Polyvinylbutyral oder als Plastifikator Ethylenglycol, Glycerin, Dibutylphthalat oder Polyethylenglycol in Frage.

[0045] Weiterhin können die Materialien für das 3D-Plotting weitere Additive enthalten, wie z. B. Farbstoffe (Pigmente oder Farbstoffe), Stabilisatoren, Aromastoffe, mikrobiocidische Wirkstoffe, Weichmacher oder W-Absorber.

#### Patentansprüche

1. Verfahren zur Herstellung von dentalen Formteilen für die Zahnrestauration bzw. den Zahnersatz und/oder von Hilfsteilen dafür, durch schichtweises Auftragen von Mikrosträngen oder Mikrotropfen von Mischungen und/oder Kombinationen von schmelzbaren, polymerisierbaren, polykondensierbaren, polyaddierbaren, thermisch und/oder mit UV- bzw. sichtbarem Licht härtbaren ungefüllten oder verstärkten Monomeren, Oligomeren bzw. Polymeren sowie keramischen Massen mit der 3D-Plottechnologie auf eine feste Unterlage oder in eine Flüssigkeit zur Bildung der dentalen Formteile.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Formteile schichtweise aus unterschiedlichen Materialtypen aufgebaut werden.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Schicht eine homogene oder heterogene Struktur bzw. Zusammensetzung aufweist.
4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Heterogenität durch unterschiedliche Funktionalität gekennzeichnet ist.
5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens eine der Schichten einen pharmazeutischen Wirkstoff (z. B. Fluoridionen, einen Wirkstoff mit antibakteriellen Eigenschaften oder Ionen, die die Remineralisierung der

Zahnhartsubstanz begünstigen bzw. fördern), reisetzt.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens eine der Schichten Fasern zur Verstärkung der mechanischen Eigenschaften enthält.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens eine der Schichten Säure neutralisierende Ionen freisetzt.

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens eine der Schichten opalisierende Eigenschaften aufweist.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens eine der Schichten auf Hochglanz polierbar ist.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass eine der Schichten geringe Plaqueadhäsion zeigt.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens eine der Schichten eine poröse Struktur aufweist.

12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass bereits vorgefertigte dentale Formteile oder Halbzeuge mit einer Kunststoff- oder Keramikmasse beschichtet werden.

13. Verfahren nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass das vorgefertigte Formteil oder Halbzeug ein Implantat oder eine Prothese darstellt.

14. Verfahren nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass die Beschichtung bioaktive Eigenschaften aufweist.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass die Beschichtung eine harte oder weichbleibende Unterfütterung darstellt.

16. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass das Platten in einer reaktiven oder nicht reaktiven Flüssigkeit erfolgt.

17. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 16, dadurch gekennzeichnet, dass ein keramischer Grünkörper aufgebaut wird.

18. Verfahren zur Herstellung eines Kunststoffteils, bei dem eine Unterlage bereitgestellt und auf diese Material für das Kunststoffteil schichtweise über eine rechnergesteuerte Auftragvorrichtung aufgetragen wird, wobei nach dem Auftragen einer Schicht diese ausgehärtet wird, bevor das Auftragen der nächsten Schicht erfolgt, dadurch gekennzeichnet, dass die Schicht ein polymerisierbarer Kunststoff ist und mit der Auftragvorrichtung in unpolymerisiertem Zustand verarbeitbar ist, und dass jede Schicht insbesondere über eine energiereiche Strahlung, wie Licht, polymerisiert wird.

19. Verfahren nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, dass die Polymerisation mittels Licht, insbesondere auch mit UV-Licht, erfolgt und dass die Polymerisation von der Auftragvorrichtung beabstandet erfolgt.

20. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass von der Auftragvorrichtung eine Vielzahl von Materialsträngen entsprechend der aufzubringenden Schicht aufgetragen werden.

21. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Auftragvorrichtung in einem dreidimensionalen Strangauftragverfahren arbeitet.

22. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Abscheidung des Materials durch die Auftragvorrichtung in



eine Flüssigkeit erfolgt.

23. Verfahren nach einem der Ansprüche 18 bis 22, dadurch gekennzeichnet, dass das Auftragen durch die Auftragvorrichtung auf eine trockene Oberfläche erfolgt.

24. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass jede Schicht nicht vollständig durchpolymerisiert, sondern soweit polymerisiert wird, dass sie eine ausreichende Festigkeit für das Auftragen der nächsten Schicht über ein dreidimensionales Auftragverfahren aufweist und dass sie in dem nächsten und den folgenden Schritten fertig polymerisiert wird.

25. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Material ein polymerisierbares Dentalmaterial ist, das bis 70 Gewichtsprozent mindestens eines polymerisierbaren Monomers und/oder Oligomers, 0,1 bis 5 Gewichtsprozent mindestens eines Polymerisationsinitiators, bis 60 Gew.-% eines oder mehrerer Füllstoffe und mindestens 20 Gew.-% einer wachsartigen polymerisierbaren Substanz enthält.

26. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass anstelle der Polymerisation oder zusätzlich zur Polymerisation eine Polyaddition und/oder eine Polykondensation eingesetzt wird.

27. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Schicht durch chemische Reaktion in einem flüssigen Medium ausgehärtet wird.

28. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Auftragvorrichtung Einweg-Dosierer verwendet, insbesondere mit einer Düsenöffnung zwischen 200 und 2000 Mikrometer.

29. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Düse der Auftragvorrichtung nach der Art eines Plotters gesteuert wird und währenddessen den Materialstrang abgibt.

30. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass nach der Lichthärtung eine thermische Nachbehandlung vorgenommen wird.

31. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass polyreaktionsfähige Monomere, Oligomere oder Polymere als Material eingesetzt werden, die Füllstoffe enthalten und hochviskos sind.

32. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass eine wachsartige polymerisierbare Substanz wie der Ester einer Carbonsäure mit einem polymerisationsfähigen Alkohol oder der Ester eines Alkohols mit einem polymerisationsfähigen Carbonsäurederivat mit einem Gewichtsanteil von etwa 1 bis 50% in dem Material enthalten ist.

33. Verfahren zur Herstellung einer Dentalrestauration, dadurch gekennzeichnet, dass ein Verfahren gemäß Anspruch 1 zur Erzeugung von Zahnersatzteilen eingesetzt wird und dass für die Herstellung des Zahnersatzteils Material in unterschiedlichen Farben eingesetzt wird.

34. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Schichtung aus Richtung des Kunststoffteils so gewählt ist, dass die oberste Schicht sich im wesentlichen parallel zur letzten aufzutragenden Schicht eines herzustellenden Zahns oder Zahnersatzteils, also der Zahnschmelz-

Schicht, erstreckt.

35. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Ausrichtung des Schichtaufbaus so gewählt ist, dass die maximale Länge und Breite des Kunststoffteils größer als seine Höhe ist.

36. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die oberste aufzubringende Schicht eine größere Transluzenz als darunterliegende Schichten aufweist.

37. Dentalrestaurationsteil, dadurch gekennzeichnet, dass es durch eine dreidimensionale Plottechnik unter Verwendung von mindestens teilweiser Auspolymerisation während des Schichtaufbaus hergestellt ist.